

DEUTSCHES
PATENTAMT⑩ **E 42 39 937 C 2**

A 01 11 17 10

- ②① Aktenzeichen: P 42 39 937.8-35
②② Anmeldetag: 27. 11. 92
④③ Offenlegungstag: 1. 6. 94
④⑤ Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 24. 8. 95

DE 42 39 937 C 2

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

⑦③ Patentinhaber:

Fresenius AG, 61350 Bad Homburg, DE

⑦④ Vertreter:

Fuchs und Kollegen, 65189 Wiesbaden

⑦② Erfinder:

Polaschegg, Hans-Dieter, Dr., 6370 Oberursel, DE

⑤⑥ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht gezogene Druckschriften:

DE 39 38 662 A1
DE 36 00 227 A1
DE 34 44 671 A1
DE 28 38 414 A1

- ⑤④ Verfahren zur Feststellung der Funktionsfähigkeit einer Teileinrichtung eines Hämodialysegerätes und
Vorrichtung zur Durchführung dieses Verfahrens

DE 42 39 937 C 2

Die Erfindung bezieht sich auf Verfahren zur Feststellung der Funktionsfähigkeit Baugruppen im angrenzenden Dialysierflüssigkeitskreis (II) eines Dialysators eines Hämodialysegeräts gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruches 1 bzw. des Patentanspruches 7.

Hämodialysegeräte mit volumetrischer Ultrafiltration und (UF-)Kontrolle haben weite Verbreitung gefunden. Ein solches Gerät zeigt beispielsweise die DE 34 44 671 A1. Die UF-Kontrolleinrichtung dieser Geräte erlaubt es, eine bestimmte Ultrafiltrationsrate bzw. Ultrafiltrationsmenge vorzugeben. Sie sorgt dann dafür, daß während der Hämodialysebehandlung die vorgegebene Ultrafiltrationsrate bzw. -menge unabhängig von der Viskosität des zu behandelnden Blutes und den Eigenschaften des Hämodialysators entzogen wird.

Es ist bekannt, daß eine solche Kontroll-Einrichtung ihr Vermögen, die Ultrafiltrationsrate exakt zu steuern, durch einen Defekt verlieren kann. Da eine durch einen solchen Defekt z. B. drastisch erhöhte Ultrafiltrationsrate zu einer Gefährdung des Patienten führen kann, verlangen bekannte Sicherheitsnormen (IEC 601 Teil 16), daß ein Schutzsystem vorhanden sein muß, das eine für den Patienten gefährliche Ultrafiltration verhindert. Als ein solches Schutzsystem wird eine Überwachung des Transmembrandruckes (TMP) akzeptiert, wie sie beispielsweise durch die DE 36 00 227 A1 bekannt geworden ist.

Durch die DE 39 38 662 A1 ist ferner ein Verfahren zur in-vivo-Bestimmung von Parametern der Hämodialyse, insbesondere der Clearance des Dialysators bekannt geworden. Hierbei handelt es sich um Parameter, die die Optimierung des Wirkungsgrades des Dialysierbetriebes als solchen betreffen, wie Behandlungszeit, Menge der zulaufenden Dialysierflüssigkeit etc.

Die Entwicklung von Dialysatoren mit Membranen hoher Permeabilität, sog. high-flux Dialysatoren, hat jedoch dazu geführt, daß eine Überwachung des TMP eine gefährlich hohe oder niedrige Ultrafiltrationsrate nicht mit hinreichender Auflösung erkennen kann, bedingt durch die beschränkte Auflösung des TMP-Sensors.

Um wenigstens sicherzustellen, daß die Behandlung mit einem intakten Ultrafiltrations-Kontrollsystem beginnt, sind Einrichtungen auf dem Markt, die eine manuelle oder selbsttätige Prüfung der Integrität des Kontrollsystems vor der Behandlung erlauben. Diese Prüfung erfolgt mit einem Druckhaltetest im Dialysatteil des Gerätes, wie es die eingangs genannte DE 34 44 671 A1 zeigt.

Die Erfahrung zeigt, daß technische Geräte üblicherweise während des Betriebes und nicht im ausgeschalteten Zustand defekt werden.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, Verfahren zu schaffen, die mittels eines Druckhaltetests auch eine Feststellung der Funktionsfähigkeit des Kontrollsystems für die Ultrafiltrationsrate während der Dialysebehandlung ohne zusätzliche Mittel zur Druckvariation ermöglichen sowie Vorrichtungen zur Durchführung dieser Verfahren anzugeben.

Diese Aufgabe wird mit den Verfahren nach den Ansprüchen 1 und 7 bzw. den Vorrichtungen nach den Ansprüchen 6 und 9 gelöst.

Dabei ist wesentlich, daß ein Druckhaltetest während der Dialyse im Rahmen einer periodischen kurzzeitigen Unterbrechung der Dialyse bei Betriebsdruck durchgeführt wird.

Die beanspruchten Verfahren erkennen somit auf einfache Weise Fehl-Ultrafiltrationen, die im aktuellen Betriebszustand, d. h. während der Dialysebehandlung, gefährlich werden können.

Die Unteransprüche geben Ausführungsarten der Erfindung an.

Um realistische Verhältnisse zu haben, wird das Verfahren nach dem Anspruch 1 zweckmäßig so durchgeführt, daß das Zeitintervall, innerhalb dessen der Druckhaltetest durchgeführt wird, kurz ist und typischerweise im Bereich von 20 Sekunden liegt.

Da die für die Fehl-Ultrafiltration gesetzte Grenze abhängig von dem Ultrafiltrationskoeffizienten des verwendeten Dialysators bei einem Fehler zeitlich unterschiedlich erreicht wird, wird das Verfahren gemäß einer Weiterbildung der Erfindung so durchgeführt, daß die Periode zwischen zwei Druckhaltetest-Zeitintervallen abhängig von dem Ultrafiltrationskoeffizienten des eingesetzten Dialysators bestimmt wird nach der Gleichung

$$\Delta t = (\Delta UF/p) \cdot (60/UFK)$$

mit Δt = Periode, ΔUF = max. Fehler der Ultrafiltration,

p = Transmembrandruck und

UFK = Ultrafiltrationskoeffizient.

Das Verfahren kann manuell oder selbsttätig durchgeführt werden. Zweckmäßig ist eine Vorrichtung zur selbsttätigen Durchführung des Verfahrens nach dem Anspruch 1 dadurch gekennzeichnet, daß im Hämodialysegerät ein Mikroprozessorsystem vorgesehen ist, der während der Dialyse periodisch in vorgegebenen Zeitabständen Schaltsignale zur Trennung des Dialysators vom Dialysierflüssigkeitskreislauf für ein vorgegebenes Zeitintervall erzeugt, dem neben dem Signal des Druckaufnehmers alle notwendigen Werte zugeführt sind und der abhängig vom Druckverlauf im Zeitintervall ein Anzeige-, Alarm- oder Schaltsignal erzeugt.

Ausführungsbeispiele der Erfindung werden im folgenden an Hand der Zeichnung näher erläutert.

Es zeigen:

Fig. 1 das Blockschaltbild eines bekannten Hämodialysegerätes, bei dem die beanspruchten Verfahren bevorzugt Anwendung finden;

Fig. 2 ein Ausführungsbeispiel der Erfindung dargestellt als Blockschaltbild;

Fig. 3 den Dialysat-Druckverlauf am intakten Bilanzierungssystem des Hämodialysegerätes nach Fig. 1;

Fig. 4 das gleiche Diagramm gemäß Fig. 3 jedoch mit einem Fehler im Bilanzierungssystem;

Fig. 5 den zeitlichen Dialysat-Druckverlauf bei einem Druckhaltetest mit intakter Ultrafiltrations-Kontroll-einrichtung;

Fig. 7 ein Blockschaltbild einer Schaltung zur Ermittlung eines Fehlers im Bilanzierungssystem des Hämodialysegerätes nach Fig. 1.

Die Fig. 1 zeigt in schematischer Darstellung (einschl. eines Flußdiagrammes) ein bekanntes Hämodialysegerät, das Gerät A 2008C der Firma Fresenius. Zentraler Bestandteil dieses Gerätes ist der Dialysator 1 mit dem extracorporalen Kreislauf I und dem Dialysierflüssigkeitskreislauf II, deren Schlauchsysteme ebenfalls nur schematisch dargestellt sind.

Dialysatoren sind in zahlreichen Varianten handelsüblich. Vorzugsweise wird ein Hemo-flow-Kapillardialysator verwendet.

In dem vom Patienten zum Dialysator 1 führenden Kreislauftteil, dem Blutschlauchsystem (Richtung Pfeil A), findet zunächst eine arterielle Druckmessung statt. Die arterielle Druckmessung erfolgt mit einem piezoresistiven Druckaufnehmer 2, an den die Druckmeßleitung 2a des Blutschlauchsystems unter Zwischenschalten eines hydrophoben Membranfilters (nicht gesondert dargestellt) als Kontaminationsschutz angeschlossen wird.

In gleicher Weise erfolgt in dem zum Patienten führenden Kreislauftteil (Richtung Pfeil B) eine Messung des venösen Rücklaufdruckes mit einem Druckaufnehmer 3 über die Druckmeßleitung 3a.

Für den Blutfluß im extracorporalen Kreislauf I sorgt eine Blutpumpe 4, insbesondere in Form der notorisch bekannten peristaltischen Schlauchpumpen.

Eine Heparinpumpe 5 sorgt für die kontinuierliche Zuführung der benötigten Heparindosis, um ein Gerinnen des Blutes zu vermeiden.

Stromabwärts vom Dialysator 1 ist ferner ein Luftdetektor 6 vorgesehen, der verhindert, daß Blutschaum oder Luft, welche in den extracorporalen Kreislauf I gelangt sind, dem Patienten infundiert werden. Er enthält eine nicht dargestellte Tropfkammerhalterung, in der sich die venöse Tropfkammer 6a des Blutschlauchsystems befindet. Mit Hilfe von Ultraschallimpulsen erkennt der Luftdetektor 6, ob sich Luftblasen oder Mikroschaum in der Tropfkammer 6a befinden.

Eine elektromagnetische Schlauchabsperrklemme 7 schließt den venösen Rücklauf zum Patienten bei Gefahr unter Anhalten der Blutpumpe 4.

Ein zusätzliches optisches System 8 in der Schlauchhalterung unter der Tropfkammer 6 erkennt, ob sich Blut im Schlauch befindet oder ob Kochsalzlösung (oder evtl. auch Luft) enthalten ist.

Im Dialysierflüssigkeitskreislauf II wird aus Wasser (Pfeil C) und Konzentrat im Verhältnis 34 : 1 die Dialysierflüssigkeit für die Dialyse hergestellt, entgast und auf Körpertemperatur erwärmt.

Zu diesem Zweck wird Konzentrat aus einem Konzentratbehälter 9 mittels einer Pumpe 10 entnommen und dem Mischpunkt 11 zugeführt, wo die Mischung mit dem Wasser erfolgt. Die Entgasung erfolgt mittels einer Zahnradpumpe 12, die einen Unterdruck erzeugt. Das in der Luftabscheide-Kammer 12a ausperlende Gas wird über die Leitung 13 rückgeführt.

Die Dialysierflüssigkeit durchströmt dann den unteren Teil einer Bilanzkammer 14, in der die zum Dialysator 1 strömende, frische Dialysierflüssigkeit durch genau die gleiche Menge verbrauchter Flüssigkeit vom Dialysator ersetzt wird. Die Bilanzkammer dient außer zur Bilanzierung noch als Teil des Mischsystems. Nach jeder Füllung einer Bilanzkammer pumpt eine Membranpumpe die richtige Menge Konzentrat in den Mischpunkt. In die Zuleitung zum Dialysator 1 sind ein Temperaturfühler 15 und ein Leitfähigkeitssensor 16 zur Erfassung des Zustandes der Dialysierflüssigkeit vorgesehen. In der Zuleitung befindet sich weiterhin ein Ventil, das erste Dialysatorventil 17a. Im Ablauf des Dialysators 1 befindet sich ein weiteres Ventil, das zweite Dialysatorventil 17b. Vor dem ersten Dialysatorventil 17a zweigt eine Leitung, die Bypassleitung 19 ab, die stromab des zweiten Dialysatorventils 17b in den Kreislauf mündet. In diese Leitung 19 ist das Bypassventil 17c geschaltet. Das Ventil 17c einerseits und die Ventile 17a und 17b andererseits werden abwechselnd geschaltet. Sind die Ventile 17a und 17b geschlossen und das Ventil 17c geöffnet, ist der Dialysator 1 abgeschaltet und durch die Bypassleitung 19 überbrückt. Sind die Ventile 17a und 17b geöffnet, sowie das Ventil 17c geschlossen, dann durchströmt die Dialysierflüssigkeit den Dialysator.

Für den Fluß der Dialysierflüssigkeit im Kreislauf II dient eine Pumpe 18, die Dialysierflüssigkeitspumpe, die in der abführenden Leitung des Dialysierflüssigkeitsteiles II angeordnet ist. Die verbrauchte Flüssigkeit durchströmt dann den oberen Teil der Bilanzkammer 14 und gelangt danach in den Abfluß (Pfeil D).

Eine Trübung der abfließenden Dialysierflüssigkeit wird von der Blutlecküberwachung 20 mit Hilfe eines Infrarot-Transmissionsverfahrens erkannt und als Blutalarm angezeigt. Damit werden Membranrupturen oder kleine Blutlecks im Dialysator festgestellt.

Eine an die Abflußleitung angeschlossene Pumpe 21, vorzugsweise eine volumetrische Membranpumpe, entzieht mit einer vorgegebenen Rate dem System Flüssigkeit. Als Folge stellt sich ein vom Dialysator abhängiger Unterdruck, der Transmembrandruck, zwischen 0 und -540 mmHg ein; die durch die Membranpumpe entzogene Flüssigkeit strömt als Ultrafiltrat (UF) aus dem Blut nach und gelangt ebenfalls in den Abfluß (Pfeil D) oder in ein separates Auffanggefäß.

Der Dialysierflüssigkeitsunterdruck wird mit einem elektronischen Druckaufnehmer 22 gemessen und, subtrahiert vom venösen Rücklaufdruck am Sensor 3, als Transmembrandruck (UF), erfaßt.

Der mittlere Transmembrandruck (TMP) ist definiert als:

$$\text{TMP} = \frac{(P_{bi} + P_{bo}) - (P_{di} + P_{do})}{2}$$

P_{bo} = Blutdruck auf der Ausgangsseite des Dialysators

P_{di} = Dialysierflüssigkeits-Druck auf der Eingangsseite 1a des Dialysators

P_{do} = Dialysierflüssigkeits-Druck auf der Ausgangsseite 1b des Dialysators.

Alle Komponenten des extracorporalen Blutkreislaufes I sind mit Sicherheitseinrichtungen untereinander verknüpft. Ein Absinken des Blutpegels in der Tropfkammer 6 veranlaßt den Luftdetektor 6a, die Blutpumpe 4 abzuschalten und die Schlauchabsperrklemme 7 zu schließen. Das gleiche gilt für alle auftretenden Blutalarme (Blutleckalarm, ausgelöst durch den Sensor 20, Über- oder Unterschreiten der arteriellen, venösen oder UF-Druck-Alarmgrenzen, ausgelöst durch die Sensoren 2, 3 und 20). Ferner sind (nicht dargestellte Anzeigen) für die einzelnen Meßsignale vorhanden.

Die Bilanzkammer 14 gewährleistet, daß zum bzw. vom Dialysator 1 stets die gleiche Menge Dialysierflüssigkeit zu- bzw. abgeführt wird.

Bei der konkreten Ausgestaltung der Bilanzkammer sind beide Kammerteile durch eine Membran getrennt. Die Kammerteile haben dabei das gleiche Volumen.

Die Bilanzkammer arbeitet taktweise. Im Takt 1 füllt sich die untere Seite der Bilanzkammer mit frischer Dialysierflüssigkeit. Der Druck wirkt auf die Membran, verbrauchte Dialysierflüssigkeit fließt in den Abfluß.

Bei max. Ausdehnung der Membrane entspricht das ausgestoßene Flüssigkeitsvolumen V_A dem Kammervolumen.

Im Takt 2 füllt sich die obere Seite der Bilanzkammer mit verbrauchter Dialysierflüssigkeit. Die frische Dialysierflüssigkeit wird zum Dialysator gedrückt. Bei max. Ausdehnung der Membrane entspricht das ausgestoßene Flüssigkeitsvolumen V_F dem Kammervolumen.

In den beiden bezeichneten Fällen ist das aus dem einen oder anderen Kammerteil ausgestoßene Flüssigkeitsvolumen genau gleich dem Gesamtvolumen der Kammer:

$V_F = \text{Kammervolumen} = V_A$

$V_F = V_A$.

Die Verwendung von lediglich einer einzigen Bilanzkammer 14 würde zu einem diskontinuierlichen Dialysierflüssigkeitsfluß führen. Um einen kontinuierlichen Dialysierflüssigkeitsfluß zu erzielen, wird eine weitere (nicht dargestellte) Bilanzkammer parallel zur ersten Kammer geschaltet und in umgekehrter Sequenz betrieben.

Weitere Einzelheiten zu diesem Bilanzierungssystem können der DE-A-28 38 414 entnommen werden, auf die Bezug genommen wird.

Aufgrund der erläuterten Eigenschaft der Bilanziervorrichtung 14 kann weder in der einen noch in der anderen Richtung eine Volumenverschiebung zwischen der Blut- und der Dialysatseite im Dialysator 1 stattfinden.

Die sog. Ultrafiltrationsrate wäre demzufolge Null.

Der zwischen der Bilanziervorrichtung 14 und dem Dialysator 1 eingeschlossene Teil des Flüssigkeitskreislaufes verhält sich wie ein geschlossenes volumenkonstantes System. Um aus diesem System Flüssigkeit abzuführen, ist die Pumpe 21 vorgesehen. Die mit Hilfe dieser Pumpe aus dem System abgeleitete Flüssigkeitsmenge muß aufgrund der erwähnten Eigenschaften der Bilanziervorrichtung durch eine gleichgroße Flüssigkeitsmenge ersetzt werden, die von der Blutseite I zur Dialysatseite II des Dialysators 1 übergeht. Die mittels der Pumpe 21 abgeleitete Flüssigkeitsmenge stimmt also mit der durch die Membran des Dialysators 1 tretenden Flüssigkeitsmenge, dem Ultrafiltrat, überein.

Der Pumpe 21 ist eine Kontrolleinrichtung 21a zugeordnet, mittels der eine kontrollierte volumengesteuerte Ultrafiltration erzielt werden kann. Diese Ultrafiltrations(UF)-Kontrolleinrichtung 21a erlaubt es, eine bestimmte Ultrafiltrationsrate bzw. -menge vorzugeben.

Die Volumensteuerung ermöglicht daher bei allen Dialysatortypen eine exakte Ultrafiltration. Damit ist die während der Dialyse entzogene Flüssigkeitsmenge nicht mehr vom Blutdruck, den Eigenschaften des Dialysators und dem manuell eingestellten Unterdruck abhängig.

Diese Kontrolleinrichtung 21a kann jedoch ihr Vermögen, die UF-Rate exakt zu steuern, durch einen Defekt verlieren. Sowohl eine stark erhöhte wie auch eine stark erniedrigte UF-Rate können jedoch zu einer Gefährdung des Patienten führen. Die Kontrolleinrichtung 21a weist daher ein Schutzsystem auf, das eine für den Patienten gefährliche UF-Rate verhindert. Dieses Schutzsystem basiert auf der Überwachung des Transmembrandruckes TMP, was in Fig. 1 durch die Wirkungslinien vom Kontroll-/Schutzsystem 21a zu den Sensoren 22 und 3 schematisch dargestellt ist. Dieser Transmembrandruck ändert sich typischerweise bei einem Fehler, z. B. einem Leck im UF-Kontrollsystem.

Die Entwicklung von Dialysatoren mit Membranen hoher Permeabilität, sog. high-flux Dialysatoren, hat jedoch dazu geführt, daß eine TMP-Überwachung eine gefährlich hohe UF-Rate nicht mit hinreichender Auflösung erkennen kann. Dies wird durch die folgende Abschätzung demonstriert:

Ein high-flux Dialysator hat einen Ultrafiltrationskoeffizienten (UFK) von 20–60 l/h und mmHg. Ein üblicher TMP-Sensor hat eine Auflösung von 20 mmHg. Eine Abweichung vom Sollwert des TMP von 20 mmHg führt daher gerade noch nicht zum Alarm und bedeutet jedoch bei einem UFK von 20 eine Mehrultrafiltration von 1 l/h, bei einem UFK von 60 eine solche von 3 l/h. Abweichungen von mehr als 0,5 l können aber schon unangenehme bzw. gefährliche Blutdruckabfälle beim Patienten auslösen. Ebenso gefährlich ist auch eine umgekehrte Ultrafiltration in dieser Größenordnung, da sie zu einer Überwässerung des Patienten führt.

Um nun wenigstens sicherzustellen, daß die Behandlung mit einem intakten Ultrafiltrationskontrollsystem beginnt, sind Einrichtungen bekannt, die eine manuelle oder automatische Prüfung der Integrität des Ultrafiltrations-Kontrollsystems erlauben. Dies erfolgt mit einem sog. Druckhaltetest: Bei dem beschriebenen UF-Kon-

Pumpe ein Unter- bzw. Überdruck erzeugt und nach Abschalten der Pumpe der Druckverlauf über die Signale des Druckaufnehmers 22 beobachtet. Ändert sich der Druck nicht bzw. nur geringfügig, so ist das System dicht und somit intakt. Läßt sich kein Druck aufbauen oder ändert sich der Druck rasch, so ist dies ein Zeichen für ein Leck im System. Es ist somit defekt und das Hämodialysegerät darf nicht zur Behandlung eingesetzt werden.

Nun zeigt die Erfahrung, daß technische Geräte üblicherweise während des Betriebes und nicht im ausgeschalteten Zustand defekt werden. Der beschriebene, vor der Behandlung durchgeführte Druckhaltetest verhindert zwar, daß mit einem defekten Gerät wiederholt Patienten behandelt werden, nicht aber eine gefährliche Ultrafiltration wegen eines Defektes während der Behandlung.

Um nun einen Defekt während der Behandlung zu erkennen, ehe er gefährliche Auswirkungen zeigt, kann ein Druckhaltetest auch während der Dialyse periodisch durch eine kurzzeitige Unterbrechung der Dialyse durchgeführt werden. Dazu wird der Dialysator 1 durch die stromauf und stromab des Dialysators im Dialysierflüssigkeitskreislauf angebrachten Dialysatorventile (17a,b) isoliert. Gleichzeitig wird das Bypassventil 17c geöffnet. Danach wird ein Druckhaltetest, wie oben beschrieben, durchgeführt. Nach erfolgreich verlaufenem Test wird das Bypassventil geschlossen und die Dialysatorventile geöffnet und die Behandlung fortgesetzt.

Um generell einen negativen Druck im Dialysierflüssigkeitskreislauf zu erzeugen bedient man sich üblicherweise der ohnehin vorhandenen Ultrafiltrationspumpe 21. Um einen positiven Druck zu erzeugen bedarf es einer zusätzlichen Pumpe. Als solche könnte z. B. eine am Sekundärluftabscheider 12a angebrachte Luftpumpe dienen, indem sie umgekehrt betrieben wird, d. h. Luft in den Luftanscheider hineinpumpt.

Die Prüfung mit positiven und negativen Drücken ist bei v.g. Druckhaltetest initial notwendig, da zu diesem Zeitpunkt nicht bekannt ist, bei welchem Wert sich der Dialysierflüssigkeitsdruck einstellen wird.

Es gibt nämlich Lecks, die nur in einem Druckbereich /16 wirksam werden.

Der beschriebene Druckhaltetest bedürfte somit gegenüber dem Gerät nach Fig. 1 einer zusätzlichen Pumpe, wäre zeitaufwendig und führte zu einem Ultrafiltrationsfehler. Außerdem deckte er u. U. ein Leck auf, das akut gar nicht gefährlich ist, da es beim aktuellen Betriebsdruck nicht wirksam ist. Die Dialyse-Behandlung würde dann unnötigerweise abgebrochen.

Das beanspruchte Verfahren sieht nun vor, daß auf zusätzliche Hilfsmittel zur Erzeugung von positiven bzw. negativen Druckabweichungen verzichtet wird. Dazu wird der Druckhaltetest periodisch während der Dialyse beim Betriebsdruck durchgeführt. Dazu wird, wie bereits beschrieben, der Dialysator 1 vom Dialysierflüssigkeits-Kreislauf getrennt, das Bypassventil 17 geöffnet und der Betriebsdruck-Verlauf anhand des Verlaufes des Signales am Druckaufnehmer 22 beobachtet. Dieses Verfahren ist nicht nur einfacher, sondern es erkennt auch nur Fehlultrafiltrationen, die im aktuellen Betriebszustand gefährlich werden können. Durch eine relativ kurzfristige Beobachtung des Druckverlaufes können Lecks mit ca. 0,125 l/h ohne weiteres erkannt werden.

Dieses Verfahren soll nun anhand der Kurvenverläufe gemäß den Fig. 5 und 6 erläutert werden. In diesen Figuren ist jeweils der zeitliche Verlauf des Dialysat-Druckes p(mmHg) dargestellt, bei einer Prüfzeit von T = 15 sec. Die Fig. 5 zeigt den Druckverlauf bei intaktem Kontrollsystem, die Fig. 6 den entsprechenden Verlauf bei einem Leck von 2,7 ml/min.

In dem linken Teil der Figuren ist jeweils der Druckverlauf aufgrund des Arbeitens der Bilanzkammern 14 dargestellt, und zwar für zwei Arbeitstakte A und B. Die Druckspitzen rühren vom Umschalten der Arbeitstakte her. Dieser Kurventeil wird später noch anhand der Fig. 3 und 4 beschrieben. Bei t₀ wird der Dialysator 1 für die Dauer des Prüfintervalles T vom Dialysierflüssigkeitskreislauf getrennt, indem die Dialysatorventile geschlossen und das Bypassventil 17 geöffnet wird. Der Druck steigt jeweils zunächst an, gleicht sich aus und bleibt im Fall eines intakten Systems stabil (Fig. 5). Im Fall eines Lecks dagegen fällt er ab. Dieser Druckabfall, wie er deutlich in Fig. 6 zum Ausdruck kommt, ist ein eindeutiger Indikator dafür, daß das UF-Kontrollsystem nicht mehr integer ist.

Während des Druckhaltetestes ist der Dialysator zwar abgeschaltet, jedoch ist für eine vorgegebene Zeitdauer die Situation hinsichtlich des Betriebsdruckes hinreichend realistisch. Typischerweise sollte der Druckhaltetest innerhalb eines Zeitintervalles von max. 20 sec. durchgeführt werden.

Da ein Fehler zu einem beliebigen Zeitpunkt während der Behandlung auftreten kann, muß der Test periodisch durchgeführt werden. Diese Periode hängt vom UFK des Dialysators ab. Es ist daher in einer Ausgestaltung der Erfindung zweckmäßig, das Intervall zwischen zwei Druckhaltetests vom UFK des Dialysators abhängig zu machen. Denn bei einem hohen UFK wird die typischerweise für die Fehlultrafiltration gesetzte Grenze von 0,5 l bereits rasch erreicht, während bei einem niedrigen UFK die Periode gleich der Behandlungszeit sein kann, d. h. der Druckhaltetest überhaupt nicht durchgeführt werden muß, weil das Schutzsystem auf der Basis der Überwachung des Membrandruckes bereits anspricht.

Die Dauer der Periode kann wie folgt bestimmt werden: Ausgegangen sei von einem Grenzwert für den Ultrafiltrationsfehler von 0,5 l sowie der Auflösung des Transmembrandruckmonitors von 20 mmHg, d. h. der Monitor bei einer Abweichung von mehr als 20 mmHg vom Sollwert das Hämodialyse-Gerät in den sicheren Zustand schaltet.

Die UF-Menge (ml) ist gleich dem Produkt aus Ultrafiltrationsrate UFR (ml/h) und Zeit t (min):

$$UF = UFR \cdot t/60 \quad (1)$$

Die Ultrafiltrationsrate UFR ist gleich dem Produkt aus Ultrafiltrationskoeffizienten UFK (ml/h · mmHg) und Druck p (mmHg).

$$UFR = UFK \cdot p \quad (2)$$

$$UF = UFK \cdot p \cdot t/60 \quad (2a).$$

- 5 Für den maximalen Fehler ΔUF läßt sich die Periode Δt in Abhängigkeit vom UFK errechnen.
Es ergibt sich durch Auflösen der Gleichung (2a) nach Δt :

$$\Delta t = (\Delta UF/p) \cdot (60/UFK) \quad (3).$$

- 10 Für einen UFK von 60 und einen maximalen ΔUF -Fehler von 500 ml und p von 20 mmHg durch Einsetzen dieser Werte in Gleichung (3) eine Periode Δt von 25 min.

Aus Gleichung (3) läßt sich unter Auflösung dieser Gleichung nach UFK unschwer errechnen, ab welchem UFK keine Prüfung mehr erforderlich ist. Dafür ist in die Gleichung für Δt die Dialyse-Behandlungszeit einzusetzen.

- 15 Daraus ergibt sich unter Einsetzen des Werts in die Gleichung:

$$UFK = (\Delta UF/p) \cdot (60/\Delta t)$$

für eine Behandlungszeit von 4 h ein UFK von ca. 6.

- 20 Beim Einsetzen von Dialysatoren mit einem UFK von größer als 6 wird daher das Verfahren mit an den jeweiligen UFK angepaßten periodischen Zeitabständen durchgeführt.

Das Verfahren kann manuell durchgeführt werden. In den von dem jeweiligen UFK des eingesetzten Dialysators vorgegebenen Zeitintervallen führt eine Bedienungsperson jeweils die Schaltvorgänge zum Bypassen des Dialysators aus und beobachtet visuell den Druckverlauf durch Beobachten der Anzeige des Drucksignales des Druckaufnehmers 22. Wird ein Leck erkannt, wird das Dialysegerät in den sicheren Zustand gefahren, ansonsten wird der Dialysator wieder angeschaltet. Bei dieser manuellen Prüfung ist eine Änderung des Dialysegerätes nicht erforderlich, d. h. das Verfahren kann dann auch bei vorhandenen Geräten durchgeführt werden.

Die v.g. Schritte können grundsätzlich auch selbsttätig durchgeführt werden, z. B. unter Zuhilfenahme eines Mikroprozessorsystems 23 gemäß Fig. 2.

- 30 Dieses errechnet auf der Basis der Gleichung (3) unter Eingabe der gerätetypischen Werte ΔUF , UFK und dem Transmembrandruck die notwendige Prüfperiode Δt und veranlaßt abhängig von dem Verlauf des (digitalisierten) Drucksignals des Sensors 22 die notwendigen Schaltmaßnahmen, Anzeigen und Alarmsignale über den Ausgang A.

Das beschriebene Verfahren erlaubt es somit, periodisch alle Defekte im Ultrafiltrationssystem zu erkennen, die eine Fehlultrafiltration über der genannten Schwelle bewirken.

- 35 Nun hängt, wie beschrieben, der Abzug des Ultrafiltrates aus dem Dialysierflüssigkeitskreislauf II eng mit der Funktionsweise des Bilanzkammersystems 14 zusammen.

Man geht zwar in der Sicherheitstechnik für med. Geräte davon aus, daß im Behandlungsintervall nur ein einziger Fehler in einer Teileinrichtung (z. B. UF-Kontrolleinrichtung) auftritt, jedoch würde ein Verfahren zur Erkennung eines Defekts im Bilanzkammersystem 14 ohne Unterbrechung der Dialyse die Sicherheit erhöhen.

- 40 Das Bilanzkammersystem 14 ist, wie beschrieben, aus zwei gleichartigen Teilsystemen aufgebaut, die mit einer vorgegebenen Arbeitstaktperiode abwechselnd betrieben werden, um einen gleichmäßigen Fluß zu erzielen. An die Genauigkeit der Bilanzierung sind sehr hohe Anforderungen zu stellen. Tritt ein Defekt in einem der Systeme auf, so wird die Bilanzierung während des Arbeitstaktes dieses Teilsystems gestört. Dadurch kommt es zu einer kleinen Abweichung des Dialysierflüssigkeitsdruckes. Diese kleine Abweichung kann jedoch nicht detektiert werden, da der Druck durch Schwankungen, die von der Wirkung der Blutpumpe 4, der UF-Pumpe 21 aber auch der Umschaltung selbst herrühren. Um nun diese kleine Abweichung erkennbar zu machen, wird der Druck über jeweils einer Takt-Periode gemittelt und gespeichert. Die zu jeweils einem Bilanzkammersystem gesammelten Werte werden nun ihrerseits gemittelt und außerdem die Varianz bestimmt. Sobald die Varianz soweit gesunken ist, daß ein Vergleich mit erforderlicher Auflösung möglich ist, werden die gemittelten Werte der beiden Kammern verglichen und bei Abweichung größer einem bestimmten Betrag (typisch 4 mmHg bei UFK des Dialysators von 40) eine Alarmmeldung abgegeben. Dieser Ansprechwert kann nun vom UFK des Dialysators abhängig gemacht werden. Ein geringer UFK führt bei gleicher Leckrate bekanntlich zu einer größeren Druckdifferenz.

- 55 Fig. 3 zeigt den zeitlichen Verlauf des Dialysatdrucks p im mmHg bei intaktem Bilanziersystem über zwei Bilanzkammerintervalle A und B. Die Druckspitzen rühren von der Umschaltung der Bilanzkammern her. Wie man erkennt, verläuft der Druck in beiden Intervallen flach.

Fig. 4 zeigt einen Druckverlauf wie Fig. 3, jedoch ist ein Bilanzkammerventil mit einem Leck versehen, das zu einem Ultrafiltrationsfehler von ca. 2 ml/min führt. Wie man erkennt ist der Druckverlauf in einem Teil ansteigend, im anderen Teil flach. Daraus kann unschwer, wie oben beschrieben, auf ein Leck geschlossen werden.

- 60 Für die schaltungstechnische Umsetzung der v.g. Abläufe stehen dem Fachmann eine Reihe von Mitteln, inbes. elektronischer und digitaler Art bzw. in Form eines Mikroprozessors zur Verfügung.

Die Fig. 7 zeigt in schematischer Blockbilddarstellung eine entsprechende Schaltung für eine der Bilanzkammern 14. Für die zweite der Bilanzkammern ist eine entsprechende Schaltung vorzusehen. Die Schaltung nach Fig. 7 weist zwei Stufen 24 und 25 auf, von denen die Stufe 24 dem Arbeitstakt 1, d. h. der einen Kammerhälfte der Bilanzkammer und die Stufe 25 dem Arbeitstakt 2, der anderen Kammerhälfte, zugeordnet ist. Diese Stufen speichern jeweils das geeignet aufbereitete und über die Taktperiode gemittelte Drucksignal p vom Druckaufnehmer 22. Entsprechende elektronische Schaltungen für diese Stufen zur Speicherung von Mittelwerten sind

Die zu jeweils einem Kammerteil gehörenden Werte werden in der nachgeschalteten Stufe 2b gespeichert und gemittelt, wobei die Mittelwerte der Stufe miteinander verglichen werden. Sobald die Abweichung einen in der Stufe 26 vorgegebenen Wert überschreitet, wird am Ausgang A ein Alarmsignal erzeugt und ggf. ein Schaltvorgang ausgelöst. Falls zweckmäßig erfolgt gleichzeitig auch eine Anzeige. Auch für die Stufe 26 stehen dem Fachmann entsprechende Schaltungen zum Speichern, Mittelwertbilden und Vergleichen von Signalen, insbesondere solche auf digitaler Basis, zur Verfügung. Auch können sämtliche Stufen durch einen Mikroprozessor nachgebildet werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Feststellung der Funktionsfähigkeit von Baugruppen im angrenzenden Dialysierflüssigkeitskreislauf (II) eines Dialysators (1) eines Hämodialysegerätes, welches eine Anordnung zur volumetrischen Ultrafiltration im Dialysierflüssigkeitskreislauf (II), ein Kontrollsystem (21a) für die Ultrafiltrationsrate in Verbindung mit einem Druckaufnehmer (22) im Dialysierflüssigkeitskreislauf (II) und ein Schutzsystem durch Überwachung des Transmembrandruckes aufweist, bei welchem Verfahren der Druckverlauf im Dialysierflüssigkeitskreislauf (II) bei abgeschaltetem und überbrücktem Dialysator (1) durch Detektion der Signale des Druckaufnehmers (22) zur Feststellung der Funktionsfähigkeit herangezogen wird, dadurch gekennzeichnet, daß während der Dialyse in periodischen Zeitabständen der Dialysator (1) für jeweils ein Zeitintervall (T), in welchem der mittlere Dialysatbetriebsdruck im fehlerfreien Zustand stabil ist, vom Dialysierflüssigkeitskreislauf (II) abgetrennt wird und der Druckverlauf in der Dialysierflüssigkeit außerhalb des abgetrennten Dialysators im Sinne eines an sich bekannten Druckhaltetests auf Abweichung vom stabilen Zustand erfaßt wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Zeitintervall, innerhalb dessen der Druckhaltetest durchgeführt wird, typischerweise im Bereich von 20 Sekunden liegt.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Periode zwischen zwei Druckhaltetest-Zeitintervallen abhängig von dem Ultrafiltrationskoeffizienten des eingesetzten Dialysators bestimmt wird nach der Gleichung

$$\Delta t = (\Delta UF/p \cdot (60/UFK))$$

mit

Δt = Periode,
 ΔUF = max. Fehler der Ultrafiltration,
 p = Transmembrandruck und
 UFK = Ultrafiltrationskoeffizient.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß es manuell unter visueller Beobachtung des Druckverlaufes durchgeführt wird.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß es selbsttätig durch das Hämodialysegerät durchgeführt wird.
6. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß im Hämodialysegerät ein Mikroprozessorsystem (23) vorgesehen ist, das während der Dialyse periodisch in vorgegebenen Zeitabständen Schaltsignale zur Trennung des Dialysators (1) vom Dialysierflüssigkeitskreislauf (II) für ein vorgegebenes Zeitintervall (T) erzeugt, dem neben dem Signal (p) des Druckaufnehmers (22) alle notwendigen Werte zugeführt sind und der abhängig vom Druckverlauf im Zeitintervall ein Anzeige-, Alarm- oder Schaltsignal erzeugt.
7. Verfahren zur Feststellung der Funktionsfähigkeit von Baugruppen im angrenzenden Dialysierflüssigkeitskreislauf (II) eines Dialysators (1) eines Hämodialysegerätes, welches ein im Dialysierflüssigkeitskreislauf (II) angeordnetes Bilanzkammersystem, bestehend aus zwei, jeweils geteilten Bilanzkammern (14), die jeweils gewährleisten, daß zum bzw. vom Dialysator (1) stets die gleiche Menge Dialysierflüssigkeit zu- bzw. abgeführt wird, und die jeweils in zwei aufeinanderfolgenden Arbeitstakten abwechselnd betrieben werden, und einen Druckaufnehmer im Dialysierflüssigkeitskreislauf (II) aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß für jedes Kammerteil die Druckverläufe am Druckaufnehmer (22) während jeweils einer Taktperiode gemittelt und in getrennten Speichern abgelegt werden, daß ferner die gespeicherten Druckwerte zugehöriger Kammerteile ihrerseits gemittelt und miteinander verglichen werden, wobei im Falle des Überschreitens eines Schwellwertes für die Differenz der gemittelten Druckwerte der beiden Kammerteile eine Anzeige, ein Schaltvorgang oder eine Alarmauslösung erfolgt.
8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Schwellwert abhängig vom Ultrafiltrationskoeffizienten des Dialysators (1) bestimmt wird.
9. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, daß pro Bilanzkammer (14) eine elektronische Schaltung vorgesehen ist, die zwei Eingangsstufen (24, 25) aufweist, wobei jede Stufe einer Kammerhälfte fest zugeordnet ist und als Eingangssignal das Drucksignal des Druckaufnehmers (22) empfängt, und daß jede Eingangsstufe so ausgebildet ist, daß sie jeweils die Druckverläufe während der zugehörigen Arbeitstaktperiode mittelt und speichert und daß die elektronische Schaltung eine den Eingangsstufen (24, 25) nachgeschaltete Ausgangsstufe (26) aufweist, die so ausgebildet ist, daß sie für jedes Kammerteil die bei den einzelnen zugehörigen Taktperioden gemittelten Drucksignale

Differenz dieser Mittelwerte einen Schwellwert überschreitet.

10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die elektronische Schaltung durch ein Mikroprozessorsystem gebildet ist.

5

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

Fig. 1

The diagram illustrates a hydraulic system for a machine tool. It features a pump (10) driven by an electric motor (11) and a pressure relief valve (9). The pump feeds into a main line (12) which branches into two paths. Path I leads to a cylinder (1) with a piston rod (1a) and a control valve (17a). Path II leads to a cylinder (14) with a piston rod (14a) and a control valve (17b). The system includes various components such as a pressure relief valve (9), a pump (10), a motor (11), a pressure sensor (12), a pressure switch (13), a pressure transducer (14), a pressure transducer (15), a pressure transducer (16), a pressure transducer (17a), a pressure transducer (17b), a pressure transducer (17c), a pressure transducer (18), a pressure transducer (19), a pressure transducer (20), a pressure transducer (21), a pressure transducer (21a), a pressure transducer (21b), a pressure transducer (22), a pressure transducer (23), a pressure transducer (24), a pressure transducer (25), a pressure transducer (26), a pressure transducer (27), a pressure transducer (28), a pressure transducer (29), a pressure transducer (30), a pressure transducer (31), a pressure transducer (32), a pressure transducer (33), a pressure transducer (34), a pressure transducer (35), a pressure transducer (36), a pressure transducer (37), a pressure transducer (38), a pressure transducer (39), a pressure transducer (40), a pressure transducer (41), a pressure transducer (42), a pressure transducer (43), a pressure transducer (44), a pressure transducer (45), a pressure transducer (46), a pressure transducer (47), a pressure transducer (48), a pressure transducer (49), a pressure transducer (50), a pressure transducer (51), a pressure transducer (52), a pressure transducer (53), a pressure transducer (54), a pressure transducer (55), a pressure transducer (56), a pressure transducer (57), a pressure transducer (58), a pressure transducer (59), a pressure transducer (60), a pressure transducer (61), a pressure transducer (62), a pressure transducer (63), a pressure transducer (64), a pressure transducer (65), a pressure transducer (66), a pressure transducer (67), a pressure transducer (68), a pressure transducer (69), a pressure transducer (70), a pressure transducer (71), a pressure transducer (72), a pressure transducer (73), a pressure transducer (74), a pressure transducer (75), a pressure transducer (76), a pressure transducer (77), a pressure transducer (78), a pressure transducer (79), a pressure transducer (80), a pressure transducer (81), a pressure transducer (82), a pressure transducer (83), a pressure transducer (84), a pressure transducer (85), a pressure transducer (86), a pressure transducer (87), a pressure transducer (88), a pressure transducer (89), a pressure transducer (90), a pressure transducer (91), a pressure transducer (92), a pressure transducer (93), a pressure transducer (94), a pressure transducer (95), a pressure transducer (96), a pressure transducer (97), a pressure transducer (98), a pressure transducer (99), a pressure transducer (100).

Fig. 2

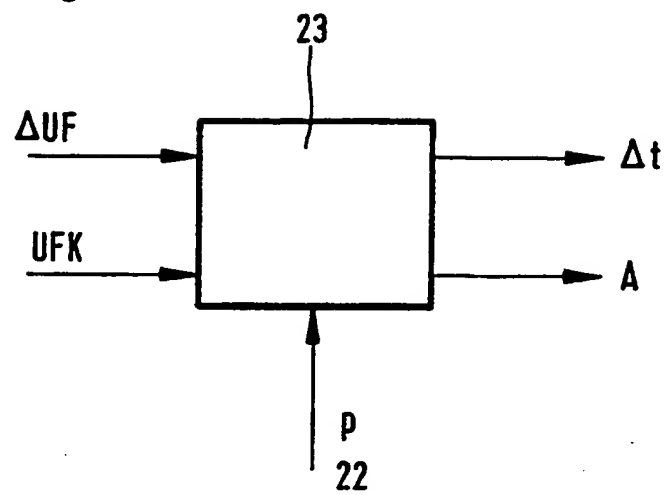


Fig. 7

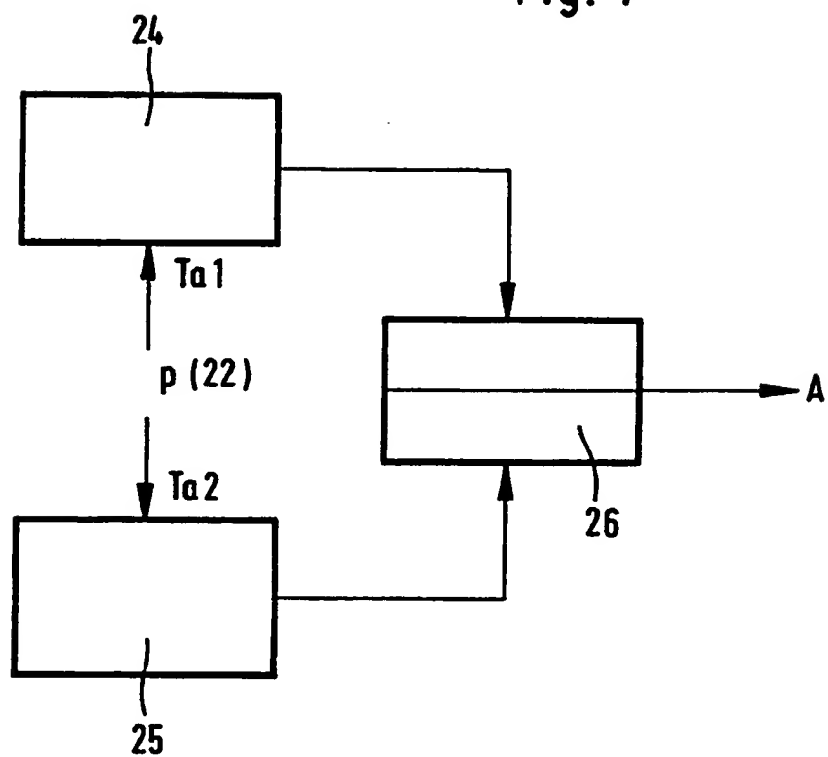


Fig. 3

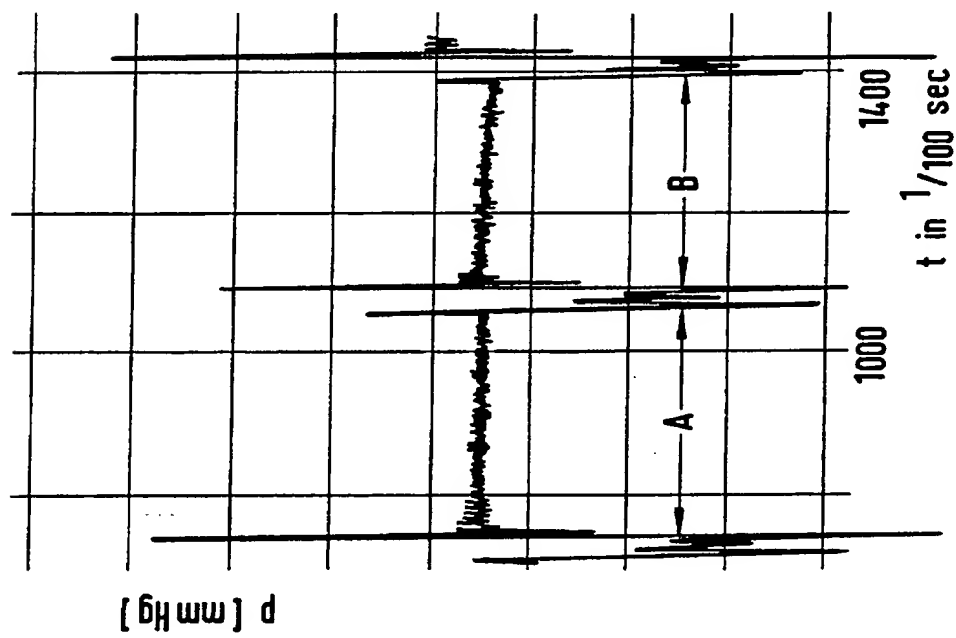


Fig. 4

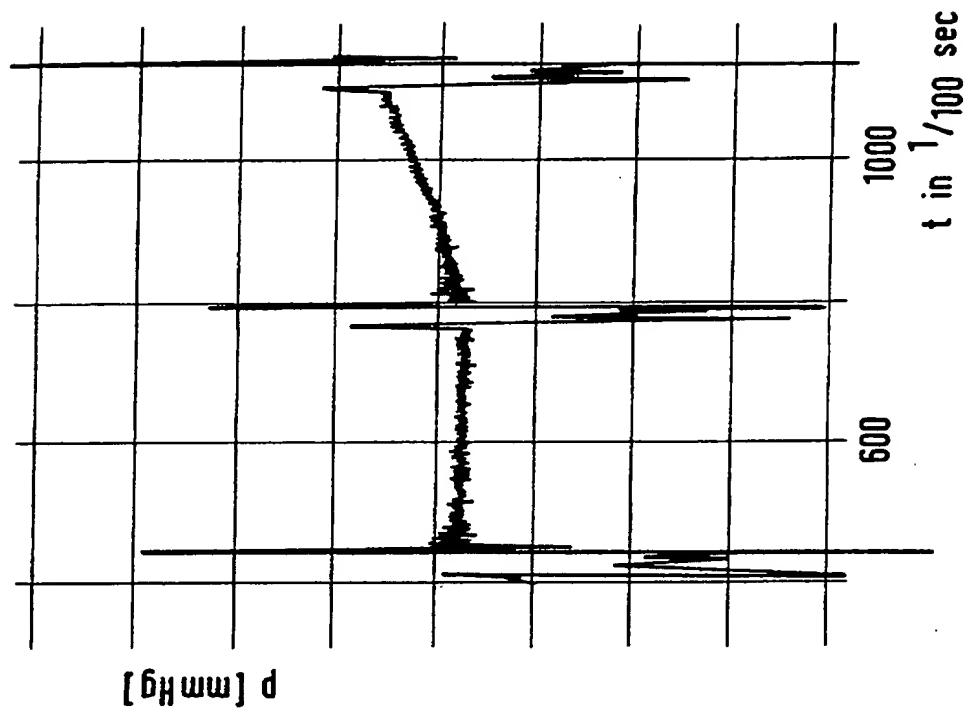


Fig. 5

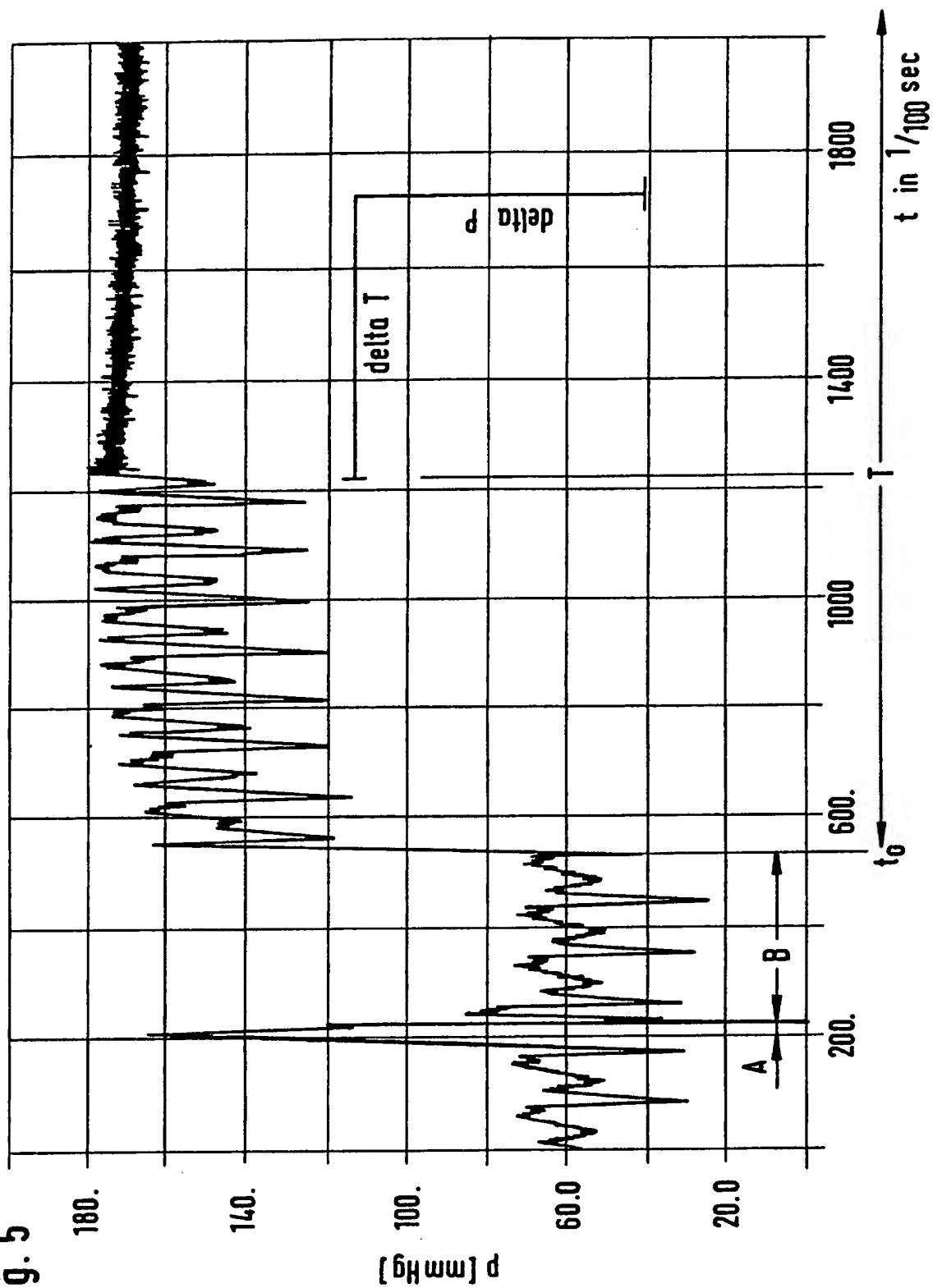


Fig. 6

